

НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»
ФАКУЛЬТЕТ БІОМЕДИЧНОЇ ІНЖЕНЕРІЇ
(повна назва інституту/факультету)
КАФЕДРА БІОМЕДИЧНОЇ ІНЖЕНЕРІЇ
(повна назва кафедри)

До захисту допущено:

В. о. завідувача кафедри
Владислав ШЛИКОВ
(підпис) (Власне ім'я, ПРІЗВИЩЕ)

«__» _____ 2020 р.

Дипломна робота
на здобуття ступеня бакалавра
за освітньо-професійною програмою «Клінічна інженерія»
(назва)
спеціальності 163 «Біомедична інженерія»
(код та назва)

на тему: Пристрій для лазеротерапії зі зворотним зв'язком

Виконав: студент 4 курсу, групи БМ-61
(шифр групи)

Кунцов Кирило Васильович
(прізвище, ім'я, по батькові) (підпис)

Керівник доц. каф. БМІ, к.т.н. Зубчук Віктор Іванович
(посада, науковий ступінь, вчене звання, прізвище, ім'я, по батькові) (підпис)

Консультант 4 доцент, к.т.н. Демчук Гліб Вікторович
(назва розділу) (посада, вчене звання, науковий ступінь, прізвище, ім'я, по батькові) (підпис)

Нормоконтроль ст. викладач БМІ Юр'єва Катерина Олександрівна
(посада, вчене звання, науковий ступінь, прізвище, ім'я, по батькові) (підпис)

Рецензент професор кафедри ББЗЛ Попадюха Юрій Андрійович
(посада, науковий ступінь, вчене звання, науковий ступінь, прізвище, ім'я, по батькові) (підпис)

Засвідчую, що у цій дипломній роботі немає
запозичень з праць інших авторів без відповідних
посилань.

Студент _____
(підпис)

Київ – 2020

**Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут
імені Ігоря Сікорського»**

Факультет (інститут)	<u>Біомедичної інженерії</u>
Кафедра	<u>Біомедичної інженерії</u>
Рівень вищої освіти	<u>Перший (бакалаврський)</u>
Спеціальність	<u>163 «Біомедична інженерія»</u>
Освітньо-професійна програма	<u>«Клінічна інженерія»</u>

ЗАТВЕРДЖУЮ

В. о. завідувача кафедри

_____ Владислав ШЛИКОВ

(підпис) (Власне ім'я, ПРІЗВИЩЕ)

«__» _____ 2020 р.

ЗАВДАННЯ

на дипломну роботу студенту

Кунцову Кирилу Васильовичу

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи «Пристрій для лазеротерапії зі зворотнім зв'язком»,
керівник роботи Зубчук В.І., к.т.н,
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання),
затверджені наказом по університету від «25» травня 2020 р. № 1191-с,
2. Термін подання студентом роботи 08.06.2020,
3. Вихідні дані до роботи інфрачервоний лазер моделі EYP-BAL-1064-10000-4020-CDL02-0000 компанії Eagleyard-Photonics.
4. Зміст роботи: провести огляд літератури, яка стосується лазерної хірургії; проаналізувати сучасні прилади для лазерної хірургії; визначити оптимальні параметри проведення лазерної коагуляції; розробити функціональну і структурну схему; розробити програмне забезпечення для розробленого приладу.

5. Перелік ілюстративного матеріалу презентація на 13 слайдів у Power Point

6. Консультанти розділів роботи (проекту)

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
4	Доц., к.т.н. Демчук Г.В.		

7. Дата видачі завдання _____

Календарний план

з/п	№	Назва етапів виконання дипломної роботи (проекту)	Строк виконання етапів роботи	Примітка
	1	Огляд літературних джерел	25.04.2020	
	2	Аналіз приладів лазерної хірургії	01.05.2020	
	3	Визначення оптимальних параметрів лазерної коагуляції	05.05.2020	
	4	Розробка медико-технічних вимог до приладу	08.05.2020	
	5	Розробка функціональної і структурної схеми приладу	13.05.2020	
	6	Реалізація програмного забезпечення	16.05.2020	
	7	Оформлення дипломної роботи	08.06.2020	
	8	Підготовка до захисту дипломної роботи	14.06.2020	
	9	Захист дипломної роботи	19.06.2020	

Студент _____
(підпис)

Кирило КУНЦОВ
(Власне ім'я, ПРІЗВИЩЕ)

Керівник роботи _____
(підпис)

Віктор ЗУБЧУК
(Власне ім'я, ПРІЗВИЩЕ)

АНОТАЦІЯ

Тема дипломної роботи практики: “Лазерний хірургічний пристрій з використанням зворотного зв’язку”.

Обсяг роботи становить 56 сторінок, міститься 17 ілюстрацій, 14 таблиць. Загалом опрацьовано 26 джерела.

Актуальність теми обумовлена тим, що лазерне випромінювання має сукупність властивостей і характеристик, які визначають корисність застосування лазерного випромінювання в медичних цілях.

Застосування лазерів в хірургічній практиці дозволяє значно знижувати крововтрати пацієнта та прискорювати загоєння ран, завдяки високим значенням коагуляції та гемо статичності.

Метою дипломної є розробка пристрою для проведення коагуляції м’яких тканин із зворотним зв’язком за температурою

Для досягнення мети було поставлено наступні задачі:

1. Визначити оптимальні параметри проведення лазерної хірургії
2. Розробити функціональну та структурну схему приладу;
3. Створити об’ємну модель корпусу приладу;
4. Розробити програмний код для коректної роботи приладу.

Основні результати: сформовано технічні вимоги до прототипу. Розроблено схему електричну. Обрано реальні електронні компоненти. Створено програмний продукт для коректної роботи приладу.

Ключові слова: лазер, лазерна хірургія, коагуляція, операційний підсилювач, мікроконтролер ATmega 2560; плата мікроконтролера Arduino mega 2560, Dip Trace, Arduino IDE

ABSTRACT

Thesis topic: "Laser surgical device using feedback".

The volume of work is 56 pages, contains 17 illustrations, 14 tables. A total of 26 sources were processed.

The relevance of the topic is due to the fact that laser radiation has a set of properties and characteristics that determine the usefulness of the use of laser radiation for medical purposes.

The use of lasers in surgical practice can significantly reduce the patient's blood loss and accelerate wound healing, due to the high values of coagulation and hemostaticity.

The purpose of the diploma is to develop a device for coagulation of soft tissues with temperature feedback

To achieve this goal, the following tasks were set:

1. Determine the optimal parameters of laser surgery
2. Develop a functional and structural diagram of the device;
3. Create a three-dimensional model of the device body;
4. Develop software code for the correct operation of the device.

Main results: technical requirements to the prototype are formed. An electrical circuit has been developed. Real electronic components are selected. A software product has been created for the correct operation of the device.

Key words: laser, laser surgery, coagulation, operational amplifier, ATmega 2560 microcontroller; Arduino mega 2560 microcontroller board, Dip Trace, Arduino IDE

ЗМІСТ

ВСТУП.....	8
РОЗДІЛ 1 ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРИ.....	9
1.1 Загальні відомості про лазер.....	9
1.1.1 Визначення лазера.....	9
1.1.2 Як працює лазер.....	11
1.2 Типи лазерів.....	13
1.2.1 Твердотільні лазери.....	13
1.2.2 Газові лазери.....	14
1.2.3 Лазери на барвнику	15
1.3 Режими роботи лазерів.....	17
1.4 Принцип дії лазера	18
1.5 Вплив лазерного випромінювання на організм	20
Висновки до розділу 1	21
РОЗДІЛ 2 ПРАКТИЧНА ЧАСТИНА	22
2.1 Вибір моделі лазера за оптимальними параметрами	22
2.2 Розробка принципової схеми установки.....	23
2.3 Проектування елемента живлення лазера.....	24
2.4 Підбір і узгодження.....	25
2.5 Підключення структурних елементів до плати мікроконтролера Arduino Mega 2560	31

					БМ61.10.2505.1991			
	Лист	№	Підпис					
Розробив	Кунцов К.В.				Пристрій для лазерної терапії зі зворотнім	Лист		Листів
Перевірів	Зубчук В.І.							
Реценз.	Попадюха Ю.А.							
Н. Контр.	Юр'єва К.О.					КПІ ім. Ігоря Сікорського		
Затвердив	Лебедєв О.В.							

Висновки до розділу 2	34
РОЗДІЛ 3 ПРОГРАМНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ	35
3.1 Розробка програми в середовищі Arduino IDE	35
Висновки до розділу 3	37
РОЗДІЛ 4 ОХОРОНА ПРАЦІ.....	38
4.1. Характеристика об'єкта що проектується	38
4.1.1 Характеристики об'єкту	38
4.1.2 Складові частини об'єкту.....	39
4.1.3. Характер взаємодії об'єкту в системі «людина – об'єкт»	39
4.2 Оцінка потенційних небезпек що створюються конструкцією об'єкту, який проектується та заходи їх усунення.	40
4.2.1. Фізичні джерела небезпечних і шкідливих виробничих факторів	40
4.2.2 Біологічні джерела небезпечних і шкідливих виробничих факторів	42
4.2.3 Небезпека враження людини електричним струмом.....	44
4.2.4 Небезпека пожежі	45
4.3 Розробка «Інструкції по техніці безпеки при експлуатації спроектованого об'єкту»	46
Висновок до розділу 4.....	48
ВИСНОВКИ	49
СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ.....	50
ДОДАТОК А	53
ДОДАТОК Б.....	54

ВСТУП

Актуальність теми обумовлена тим, що лазерне випромінювання має сукупність властивостей і характеристик, які визначають корисність застосування лазерного випромінювання в медичних цілях.

Застосування лазерів в хірургічній практиці дозволяє значно знижувати крововтрати пацієнта та прискорювати загоєння ран, завдяки високим значенням коагуляції та гемо статичності.

Характер впливу лазерного випромінювання на біотканини відрізняється в залежності від параметрів та біотканин. У випадку хірургії м'яких тканин необхідно вибирати індивідуальні параметри режиму опромінення: довжину хвилі, тривалість впливу, частоту проходження імпульсів та насамперед потужність лазерного виходу. Крім того потрібно забезпечити сталість цих параметрів для тривалих операцій.

Метою дипломної є розробка пристрою для проведення коагуляції м'яких тканин із зворотним зв'язком за температурою

Для досягнення мети було поставлено наступні задачі:

- Визначити оптимальні параметри проведення лазерної хірургії;
- Розробити функціональну та структурну схему приладу;
- Створити об'ємну модель корпусу приладу;
- Розробити програмний код для коректної роботи приладу.

РОЗДІЛ 1

ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРИ

1.1 Загальні відомості про лазер

1.1.1 Визначення лазера

Лазером називається генератор електромагнітного, монохроматичного, когерентного, високонапрявленого випромінювання в оптичному діапазоні довжин хвиль, що використовує для своєї роботи змушені (індуковані, стимульовані) переходи в атомах, молекулах, іони.

Саме слово лазер являє аббревіатуру перших букв англійського словосполучення Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation - LASER, що в перекладі на російську мову означає посилення світла вимушеним випромінюванням[1].

Монохроматичність означає випромінювання на строго фіксованій довжині хвилі, вона характеризується ступенем монохроматичности, яка визначається відношенням ширини лінії лазерного випромінювання $\Delta\lambda$ до довжини хвилі λ :

$$\mu = \Delta\lambda / \lambda \approx 10^{-7} \dots 10^{-12}$$

У природі немає інших джерел електромагнітного випромінювання з таким високим ступенем монохроматичності.

Когерентність лазерного випромінювання обумовлена генерацією випромінювання усіма частинками в одній і тій же фазі або з постійною різницею фаз, характеризується певними співвідношеннями між фазами електромагнітної хвилі в фіксованих точках простору (просторова когерентність) або в часі (тимчасова когерентність).

Взагалі когерентність пов'язана з кореляцією характеристик поля випромінювання, утвореного в одне і теж час просторово рознесеними джерелами і називається просторовою когерентністю, або одним і тим же джерелом, але в різні моменти часу і називається тимчасовою когерентністю[2]. Високий ступінь тимчасової когерентності лазерного випромінювання дозволяє використовувати його в техніці для вимірювання довжин хвиль, лінійних і кутових швидкостей, малих переміщень, для передачі інформації. Просторова когерентність зумовлює високу спрямованість випромінювання і можливість фокусування його на майданчику малих розмірів або на великих відстанях.

Висока спрямованість визначається кутом розходження, що охоплює основну частину випромінюваної енергії і характеризує відхилення лазерного пучка від строго паралельного. Граничний кут розходження оцінюється дифракційним кутом, рівним:

$$\varphi = 1,22 \lambda/D \approx 10^{-4} \dots 10^{-6} \text{ радіан,}$$

де D –діаметр вихідної апертури лазера.

В даний час створені тисячі різноманітних лазерних установок на різних активних середовищах: твердих, рідких, газоподібних, плазмових, випромінюючих в широкому діапазоні довжин хвиль: рентгенівському 10-5 - 100 нм., Ультрафіолетовому 100 - 400 нм., Видимому 400 - 760 нм. , інфрачервоному 760 – 106 нм., що працюють в різних часових режимах: імпульсному з тривалістю імпульсу від часток секунди до десятків фемтосекунд (10-15 с.): частотному, з частотою проходження імпульсів від одиниць Гц. до десятків МГц .; безперервному від десятків секунд до декількох років; з вихідною потужністю випромінювання від мВт. до декількох ТВт. і з енергією випромінювання від мкДж. до декількох МДж[3]..

Лазери дозволяють отримувати величезну об'ємну щільність енергії і потужності, яку можна порівняти з об'ємною потужністю ядерного вибуху 1018

					БМ61.10.2505.1191	Лист
						10
Змін	Лист	№ докум.	Підпис			

Вт / см³. Зазначені унікальні властивості лазерного випромінювання дозволяють здійснювати сувору дозування випромінювання, концентрувати його (фокусувати) в просторі, в часі і в необхідному спектральному діапазоні.

1.1.2 Як працює лазер

Узагальнений лазер складається з лазерного активного середовища, системи «накачування» - джерела напруги і оптичного резонатора. Система накачування передає енергію атомам або молекулам лазерної середовища, даючи їм можливість перейти в збуджений «метастабільний стан» створюючи інверсію населеності[4]..

При оптичному накачуванні використовуються фотони, що забезпечуються джерелом, таким як ксенонова газонаповнена імпульсна лампа або інший лазер, для передачі енергії лазерної речовини. Оптичне джерело повинно забезпечувати фотони, які відповідають допустимим рівням переходу в лазерній речовині.

Накачування за допомогою зіткнень засноване на передачі енергії лазерної речовини в результаті зіткнення з атомами (або молекулами) лазерної речовини. При цьому також повинна бути забезпечена енергія, відповідна допустимим переходам. Зазвичай це виконується за допомогою електричного розряду в чистому газі або в суміші газів в трубці[5].

Хімічні системи накачування використовують енергію зв'язку, що вивільняється в результаті хімічних реакцій для переходу лазерної речовини в метастабільний стан.

Оптичний резонатор потрібен для забезпечення відповідного зусилля в лазері і для відбору фотонів, які переміщуються в потрібному напрямку. Коли

перший атом або молекула в метастабільних станах інверсної населеності розряджається, за рахунок вимушеного випромінювання, він ініціює розряд інших атомів або молекул, що знаходяться в метастабільних станів. Якщо фотони переміщуються в напрямку стінок лазерної речовини, що зазвичай представляє собою стрижень або трубу, вони губляться, а процес посилення переривається. Хоча вони можуть відбитися від стінок стрижня або трубки, але рано чи пізно вони загубляться з системи, і не будуть сприяти створенню променя.

З іншого боку, якщо один із зруйнованих атомів або молекул вивільнить фотон, паралельний осі лазерної речовини, він може ініціювати виділення іншого фотона, і вони обидва позначаються дзеркалом на кінці генеруючого стрижня або трубки. Потім, відображені фотони проходять назад через речовину, ініціюючи подальше випромінювання в точності тим самим шляхом, що знову відіб'ється дзеркалами на кінцях лазерної речовини. Поки цей процес посилення триває, частина посилення завжди буде виходити через частково відображене дзеркало[6]. У міру того, як коефіцієнт посилення або приріст цього процесу перевищить втрати з резонатора, починається лазерна генерація. Таким чином, формується вузький концентрований промінь когерентного світла. Дзеркала в лазерному оптичному резонаторі повинні бути точно налаштовані для того, щоб світлові промені були паралельні осі. Сам оптичний резонатор, тобто речовина середовища, не повинен сильно поглинати світлову енергію.

Лазерне середовище (генерує матеріал) - зазвичай лазери позначаються за типом використовуваної лазерної речовини. Існують чотири таких типа:

- тверда речовина;
- газ;
- барвник;

- напівпровідник;

1.2 Типи лазерів

1.2.1 Твердотільні лазери

Твердотільні лазери використовують лазерну речовину, розподілену в твердій матриці. Твердотільні лазери займають унікальне місце в розвитку лазерів. Першим робочим лазерним середовищем був кристал рожевого рубіна (сапфіровий кристал, легований хромом); з тих пір термін «твердотільний лазер» зазвичай використовується для опису лазера, у якого активним середовищем є кристал, легований домішками іонів. Твердотільні лазери - це великі, прості в обслуговуванні пристрої, здатні генерувати енергію високої потужності. Структура твердотільного лазера показана на рисунку 1.1. Найбільш чудовою стороною твердотільних лазерів є те, що вихідна потужність зазвичай не постійна, а складається з великої кількості окремих піків потужності[7].



Рисунок 1.1 – Структура твердотільного лазера

Одним із прикладів є Неодім - YAG лазер. Термін YAG є скороченням для кристала: алюмоітровий гранат, який служить як носій для іонів неодиму. Цей лазер випромінює інфрачервоний промінь з довжиною хвилі 1 064 мікрометра. Крім того, можуть використовуватися і інші елементи для легування, наприклад ербій (лазери Er: YAG) [7].

1.2.2 Газові лазери

У газових лазерах використовується газ або суміш газів в трубі. У більшості газових лазерів використовується суміш гелію і неону (HeNe), з первинним вихідним сигналом в 6 328 нм (нм = 10^{-9} метра) видимого червоного кольору. Вперше такий лазер був розроблений в 1961 році і став провісником цілого сімейства газових лазерів[8].

Всі газові лазери досить схожі за конструкцією і властивостями. Наприклад, CO₂ газовий лазер випромінює довжину хвилі 10,6 мікрометрів в далекій інфрачервоній області спектра. Аргоновий і криптоновий газові лазери працюють з кратною частотою, випромінюючи переважно у видимій частині спектру. Основні довжини хвиль випромінювання аргонного лазера - це 488 і 514 нм[9]. Структура газового лазера показана на рисунку 1.2.

					БМ61.10.2505.1191	Лист
						14
Змін	Лист	№ докум.	Підпис			



Рисунок 1.2 – Структура газового лазера

1.2.3 Лазеры на барвнику

У лазерах на барвнику використовується лазерне середовище, що є складним органічним барвником в рідкому розчині або суспензії. Найбільш значна особливість цих лазерів - їх «пристосовність». Правильний вибір барвника і його концентрації дозволяє генерувати лазерне світло в широкому діапазоні довжин хвиль у видимому спектрі або біля нього. У лазерах на барвнику зазвичай застосовується система оптичного збудження, хоча в деяких типах таких лазерів використовується збудження за допомогою хімічних реакцій. Структура лазера на барвнику показана на рисунку 1.3.

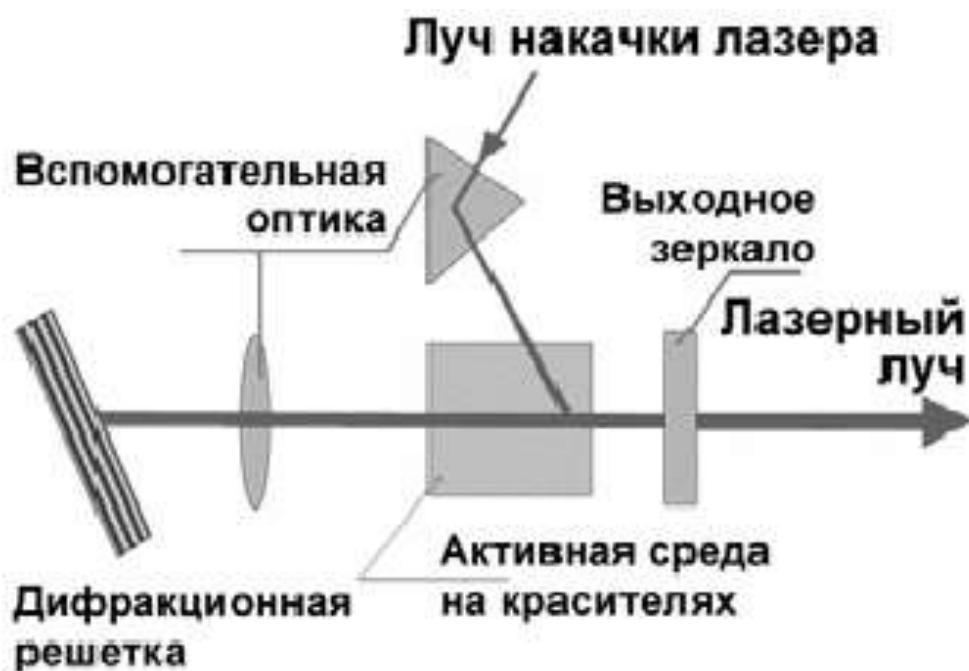


Рисунок 1.3 – Структура лазера на барвнику

1.2.4 Напівпровідникові лазери

Напівпровідникові (діодні) лазери - складаються з двох шарів напівпровідникового матеріалу, складених разом. Лазерний діод є діодом, що випромінює світло, з оптичною ємністю для посилення випромінюваного світла від люфту в стрижні напівпровідника, як показано на малюнку. Їх можна налаштувати, змінюючи прикладений струм, температуру або магнітне поле. На рисунку 1.4 показана структура напівпровідникового лазера.

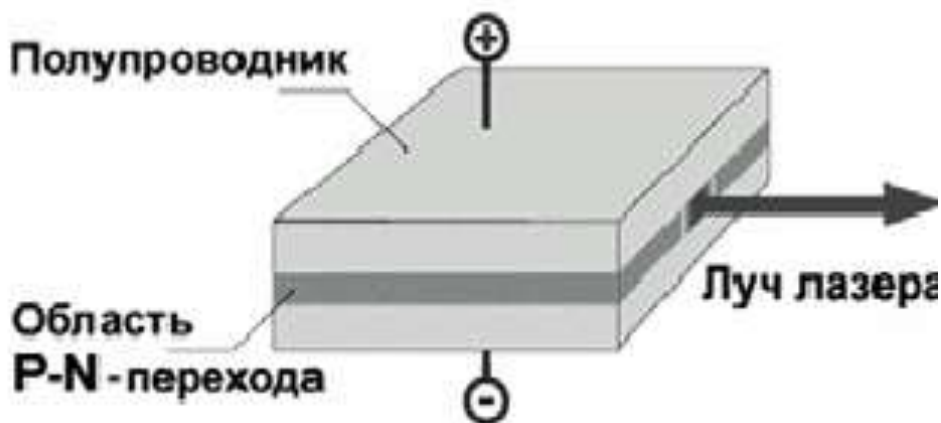


Рисунок 1.4 – Структура напівпровідникового лазера

1.3 Режими роботи лазерів

Різні тимчасові режими роботи лазера визначаються частотою, з якою надходить енергія.

Лазери з безперервним випромінюванням (Continuous wave, CW) працюють з постійною середньою потужністю променя.

У одноімпульсних лазерів тривалість імпульсу зазвичай становить від кількох сотень мікросекунд до декількох мілісекунд. Цей режим роботи зазвичай називається довгоімпульсним або нормальним режимом. Одноімпульсні лазери з модуляцією добротності є результатом внутрішнього резонаторного запізнювання, яке дозволяє лазерному середовищу зберігати максимум потенційної енергії. Потім, при максимально сприятливих умовах, відбувається випромінювання одиночних імпульсів, зазвичай з проміжком часу в 10^{-8} секунд. Ці імпульси мають високу пікової потужністю, часто в діапазоні від 10^6 до 10^9 Ватт[10].

Імпульсні лазери періодичної дії або скануючі лазери працюють в принципі такому ж як і імпульсні лазери, але з фіксованою (або змінною) частотою імпульсів, яка може змінюватися від декількох імпульсів в секунду до такого великого значення як 20 000 імпульсів в секунду.

1.4 Принцип дії лазеру

Фізичною основою роботи лазера служить явище вимушеного (індукованого) випромінювання. Суть явища полягає в тому, що збуджений атом здатний випромінювати фотон під дією іншого фотона без його поглинання, якщо енергія останнього дорівнює різниці енергій рівнів атома до і після випромінювання. При цьому випромінений фотон когерентний фотону, який викликав випромінювання (є його «точною копією»). Таким чином відбувається посилення світла. Цим явище відрізняється від спонтанного випромінювання, в якому випромінювані фотони мають випадкові напрямки поширення, поляризацію і фазу.

Імовірність того, що випадковий фотон викличе вимушене випромінювання збудженого атома, в точності дорівнює ймовірності поглинання цього фотона атомом, що знаходяться в збудженому стані. Тому для посилення світла необхідно, щоб збуджених атомів в середовищі було більше, ніж незбуджених (так звана інверсія населення). У стані термодинамічної рівноваги ця умова не виконується, тому використовуються різні системи накачування активного середовища лазера (оптичні, електричні, хімічні та ін.) [11].

Першоджерелом генерації є процес спонтанного випромінювання, тому для забезпечення наступності поколінь фотонів необхідне існування

					BM61.10.2505.1191	Лист
						18
Змін	Лист	№ докум.	Підпис			

позитивного зворотного зв'язку, за рахунок якої випромінювані фотони викликають наступні акти індукованого випромінювання. Для цього активне середовище лазера поміщується в оптичний резонатор. У найпростішому випадку він являє собою два дзеркала, одне з яких напівпрозоре - через нього промінь лазера частково виходить з резонатора. Відбиваючись від дзеркал, пучок випромінювання багаторазово проходить по резонатору, викликаючи в ньому індуковані переходи. Випромінювання може бути як безперервним, так і імпульсним[12]. При цьому, використовуючи різні прилади (призми, що обертаються, осередки Керра і ін.) Для швидкого вмикання та вимикання зворотного зв'язку і зменшення тим самим періоду імпульсів, можливо створити умови для генерації випромінювання дуже великої потужності (так звані гігантські імпульси). Цей режим роботи лазера називають режимом модульованої добротності.

Генероване лазером випромінювання є монохроматичним, оскільки ймовірність випромінювання фотона певної довжини хвилі більше, ніж близько розташованої, пов'язаної з розширенням спектральної лінії, а, відповідно, і ймовірність індукованих переходів на цій частоті теж має максимум. Тому поступово в процесі генерації фотони даної довжини хвилі будуть домінувати над усіма іншими фотонами. Крім цього, через особливу прихильність дзеркал в лазерному промені зберігаються лише ті фотони, які поширюються в напрямку, паралельному оптичній осі резонатора на невеликій відстані від неї, інші фотони швидко покидають обсяг резонатора. Таким чином промінь лазера має дуже малий кут розходження. Нарешті, промінь лазера має строго певну поляризацію[13]. Для цього в резонатор вводять різні поляроїди, наприклад, ними можуть слугувати плоскі скляні пластинки, встановлені під кутом Брюстера до напрямку поширення променя лазера.

1.5 Вплив лазерного випромінювання на організм

Дія лазерного випромінювання на біологічну тканину залежить від параметрів лазерного випромінювання. Процеси, що відбуваються в біологічних тканинах під дією лазерного випромінювання одночасно, можна поділити на фотохімічні, теплові та нелінійні.

Домінуючий процес в кожному конкретному випадку дії лазерного випромінювання на біологічну тканину визначається параметрами лазерного випромінювання.

До теплового впливу лазерного медичного випромінювання належать процеси, що викликають випаровування (абляцію) і коагуляцію тканини. Теплові процеси в тканині відбуваються при використанні лазерного випромінювання щільністю потужності від 1 до 107 Вт / см² при тривалості опромінення від декількох мілісекунд до декількох хвилин. Можливість реалізації теплового режиму залежить від довжини хвилі випромінювання. Крім того, в залежності від оптичних властивостей біотканини і довжини хвилі випромінювання вибір параметрів лазерного випромінювання при тепловій дії може значно варіюватися (в зазначеному діапазоні). Основною характеристикою, що визначає результат лазерного теплового впливу, є температура тканини.[14]

Для ініціювання хімічних реакцій в більшості випадків необхідне світло. Дія низькоінтенсивного лазерного випромінювання внаслідок монохроматичності може бути використана для цілеспрямованої зміни системи термохімічних реакцій в організмі шляхом виборчого посилення окремих реакцій[15].

Наприклад, фотоіндукована ізомеризація – внутрішньо молекулярне перетворення органічних сполук, що складається в зміні будови молекул без зміни їх складу і молекулярного ваги.

Серед найважливіших також фотоіндукований синтез, до якого належить, наприклад, фотосинтез в рослинах, а також індуковане УФ випромінюванням утворення меланіну.

При невеликій тривалості імпульсів і високої щільності потужності випромінювання виникає ряд процесів, які суттєво відрізняються від чисто термічних або фотохімічних впливів лазерного випромінювання на матерію. Це так звані нелінійні процеси.

Висновки до розділу 1

Особливості лазерного випромінювання, насамперед монохроматичність, просторова й тимчасова когерентність, виявилися вкрай застосовні для медичних цілей.

На розвиток лазерної медицини в великому ступені вплинула поява діодних (напівпровідникових) лазерів. Такі пристрої вважаються економічними за рахунок вдвічі більшого в порівнянні з традиційними лазерами ККД (60 - 80% проти 10 - 30%), невеликого розміру і постійності параметрів випромінювання. Саме такий лазер і буде використаний в розробці пристрою.[9] Все розмаїття впливу лазера великої потужності на тканину (коагуляція, абляція, вапорізація) визначається вибором довжини хвилі випромінювання, тривалості впливу та енергетичних характеристик. Правильне поєднання цих трьох параметрів вкрай важливо для коректної роботи лазерного коагулятора тканин.

РОЗДІЛ 2

ПРАКТИЧНА ЧАСТИНА

2.1 Вибір моделі лазера за оптимальними параметрами

Почати проектування хірургічного лазера слід з вибору самого лазера.

Кожен тип лазера характеризується насамперед довжиною хвилі, яка визначає коефіцієнт поглинання біотканиною, отже, і глибину проникнення, і ступінь нагрівання області проведення операції та навколишньої тканини[16]. Чим менше коефіцієнт поглинання, тим більше глибина проникнення та рівномірніше розподілення температури. При довжині хвилі 1064 нм(ближній ІЧ) коефіцієнт поглинання дорівнює 10^{-3}см^{-1} , що відповідає глибині проникнення 5-10 см.

Зрозуміло, що безперервне випромінювання нагріває тканину повільніше імпульсного, але при цьому передача тепла до тканин набагато вище. Для рівномірної глибокої коагуляції передача тепла набагато важливіша за швидкість нагрівання.

Вибір потужності принципово впливає на кінцевий результат. В данному пристрої потужність буде регулюватися в залежності від температури біооб'єкту, але лазер слід обрати так, щоб його вихідна потужність не перевищувала 5 Вт.

Після ретельного аналізу ринку був обраний лазер моделі EYP-BAL-1064-10000-4020-CDL02-0000 компанії Eagleyard-Photonics. Він майже повністю відповідає наведеним вище вимогам.[17]

					БМ61.10.2505.1191	Лист
						22
Змін	Лист	№ докум.	Підпис			

2.2 Розробка принципової схеми установки

Була розроблена структурна схема лазерної хірургічної установки, що зображена на рис.2.1.



Рисунок 2.1 – Структурна схема лазерної хірургічної установки

Кнопка-тригер є елементом керування, за допомогою якого хірург вмикає роботу пристрою. Вона подає цифровий сигнал на мікроконтролер Arduino Mega 2560[5], який запрограмований на управління схемою живлення лазера за допомогою широтно-імпульсної модуляції(ШІМ)[17]. Вихід схеми живлення представляє собою регульоване джерело постійного струму.

Основним робочим елементом цього апарату є напівпровідниковий хірургічний лазер, який і підключається до виходу елемента живлення. Інтенсивність випромінювання такого лазера напряму залежить від сили струму, яка на нього подається та його температурного режиму. Останній стабілізується за допомогою системи охолодження [18].

Згенероване випромінювання проходить через оптичну систему, маніпулюючи якою у своїй руці, хірург може опромінювати бажані ним зони об'єкта.

Основною особливістю представленої установки є наявність негативного зворотного зв'язку, який реалізується за допомогою інфрачервоного датчика температури[19]. Цей датчик отримуючи інформацію про температуру об'єкта передає її на мікроконтролер у цифровому вигляді, а той в свою чергу враховує її при управлінні схемою живлення.

2.3 Проектування елемента живлення лазера

Сформульовано технічні вимоги до блока живлення, який має використовуватись у розроблюваній установці для живлення напівпровідникового хірургічного лазера, а саме:

- робота від мережі;
- керуваність за допомогою ШІМ з амплітудою 5 В
- вихідний струм від 0 до 18А

Щоб елемент живлення відповідав всім зазначеним вимогам, було розроблено і ілюстровано на рис.2.2 її структурну.



Рисунок 2.2 – Структурна схема блока живлення

2.4 Підбір і узгодження

Для формування керуючого сигналу із широтно-імпульсно модульованого сигналу Arduino Mega 2560 використовується ФНЧ Батерворта 4-го порядку (рис.2.3).

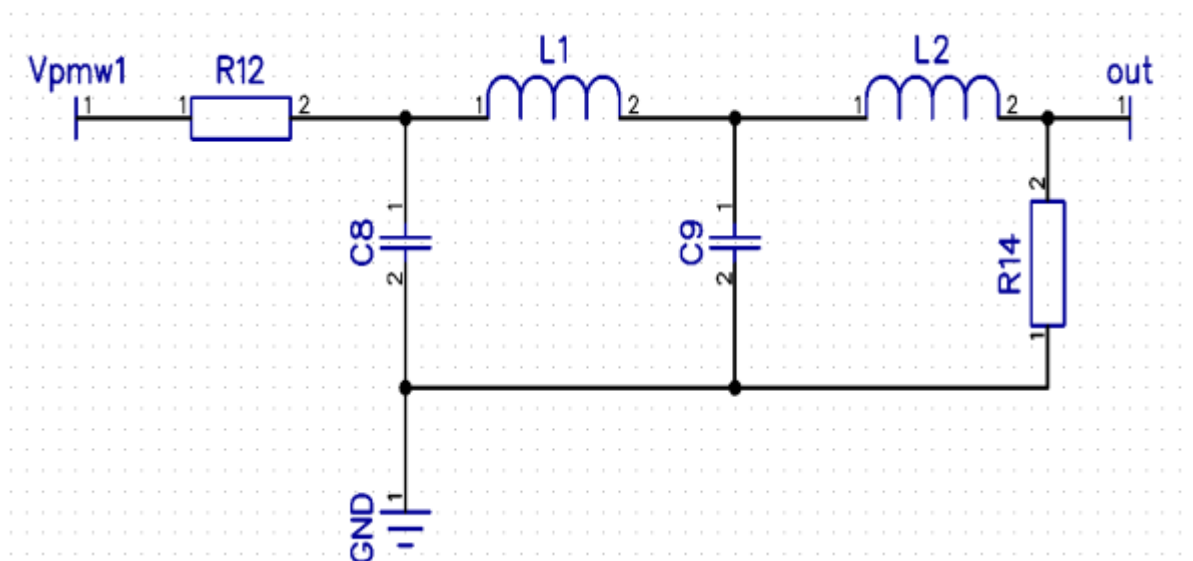


Рисунок 2.3 – ФНЧ Батерворта 4 порядку

Амплітудно частотну характеристику спроектованого фільтру, де по горизонтальній осі відображена колова частота, а по вертикальній осі - коефіцієнт підсилення наведено на рис. 2.4.

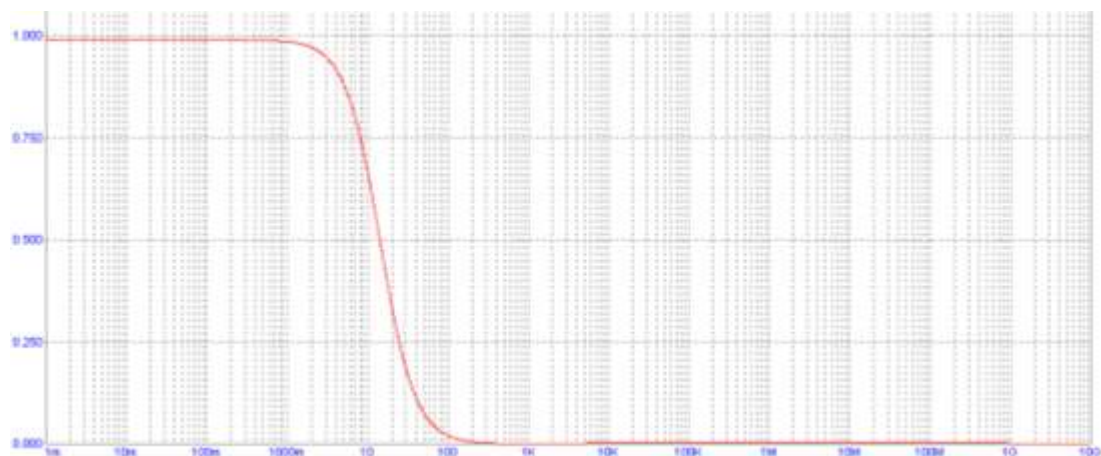


Рисунок 2.4 – АЧХ спроектованого фільтра

Для підсилення керуючого сигналу на виході з фільтра обраний диференціальний підсилювач на операційних підсилювачах LM108[18] (рис.2.5).

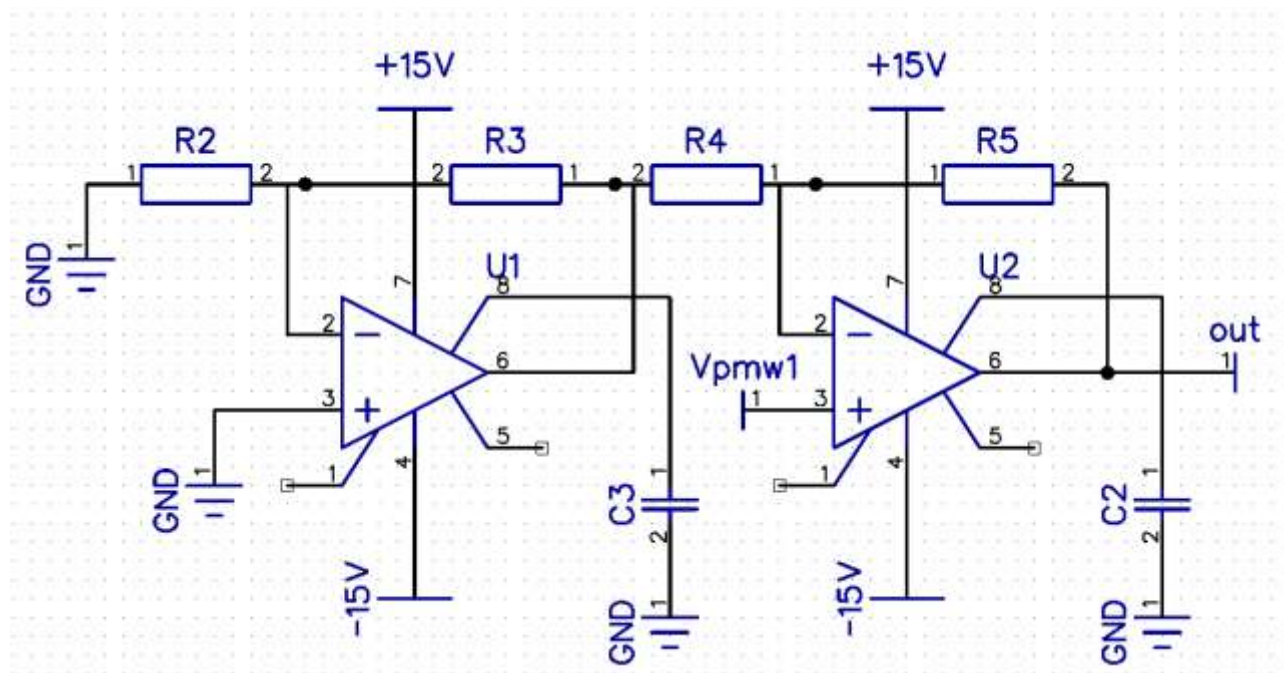


Рисунок 2.5 – Диференціальний підсилювач на LM108.

В даній схемі $R_2 = R_5$, $R_3 = R_4$. А коефіцієнт підсилення розраховується за формулою 2.1:

$$A = 1 + \frac{R_2}{R_3}, \quad (2.1)$$

В якості конвектора значення напруги на стабільне значення постійного струму слугуватиме джерело постійного струму на операційних підсилювачах LM108[14] (рис 2.6).

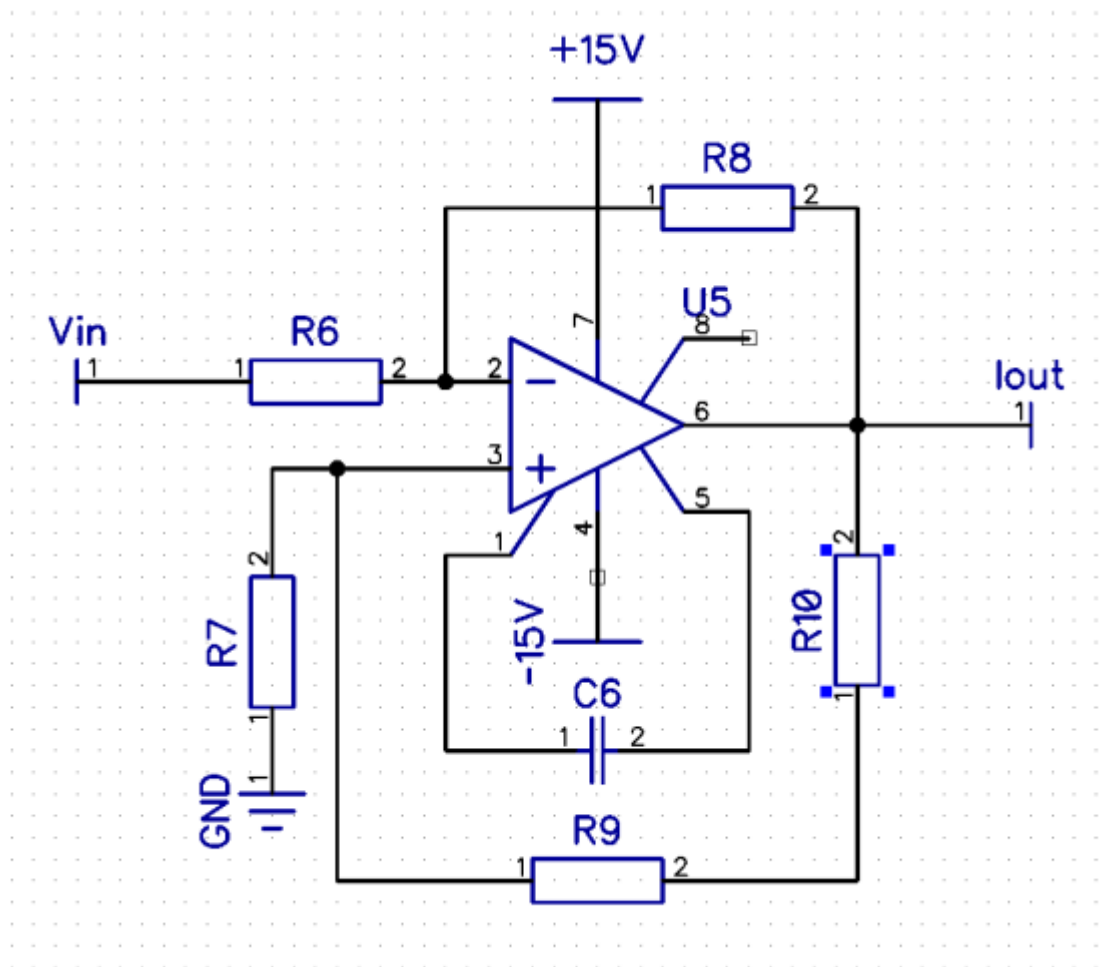


Рисунок 2.6 – Джерело постійного струму на LM108.

В цій схемі $R_6 = R_7$, $R_8 = R_9 + R_{10}$. А зв'язок вихідного струму з вхідною напругою представляється наступною формулою (2.2):

$$I_{\text{вих}} = \frac{R_8 \cdot V_{\text{вх}}}{R_6 \cdot R_{10}}, \quad (2.2)$$

де $I_{\text{вих}}$ – струм на виході, $V_{\text{вх}}$ – потенціал на вході схеми, R_1 , R_3 та R_5 – опори резисторів.

Користуючись формулами (2.1) та (2.2) можна записати залежність вихідного струму, від напруги на виході з фільтра (формула 2.3):

$$I_{\text{вих}} = \frac{R_8 \cdot \left(1 + \frac{R_2}{R_3}\right) \cdot V_{\text{к}}}{R_6 \cdot R_{10}}, \quad (2.3)$$

де $V_{\text{к}}$ – напруга сигналу після вирівнювання на фільтрі.

Знаючи, що максимальна величина напруги сигналу складає 5 В, а максимальний необхідний робочий струм лазера 18 А, отримуємо значення загального коефіцієнта 3,6. Підібрано зручну комбінацію резисторів: $R_2 = R_5 = 100 \text{ кОм}$, $R_3 = R_4 = 1 \text{ кОм}$, $R_6 = R_7 = 280 \text{ Ом}$, $R_8 = 1 \text{ кОм}$, $R_9 = 900 \text{ Ом}$, $R_{10} = 100 \text{ Ом}$.

Для підключення операційних підсилювачів LM108 необхідне джерело постійної напруги 15 В [23].. В якості нього обрано схему перетворювач змінної напруги на постійну на мікросхемі LM7815 зображену на рис.2.7.

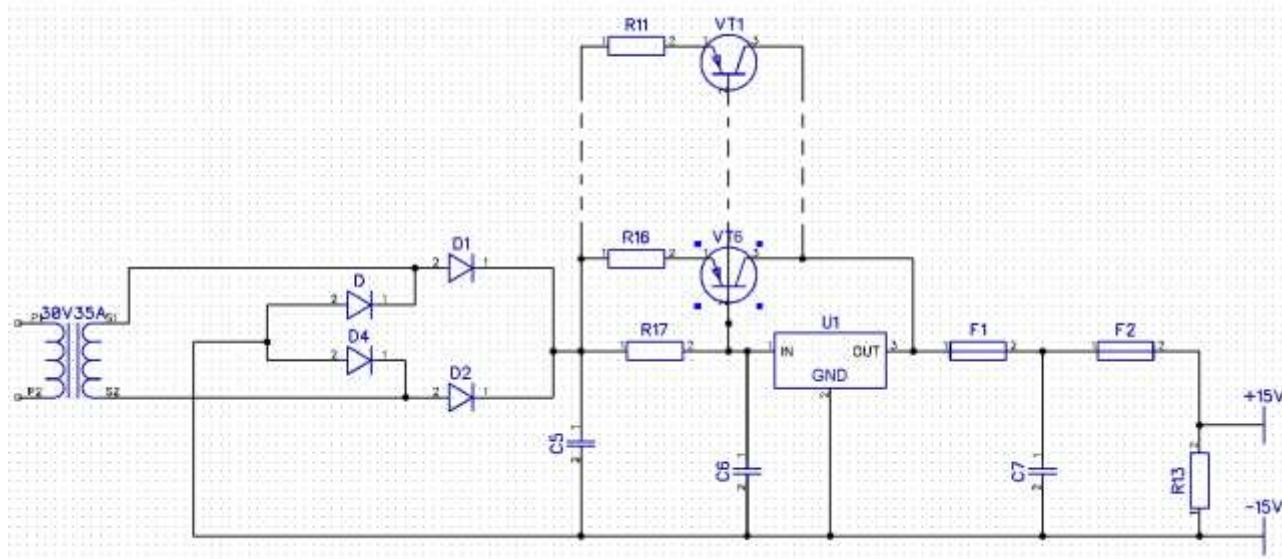


Рисунок 2.7 – Перетворювач змінної напруги в постійну

Проілюстрована схема видає на виході 15 В і розрахована на струм до 35 А, що повністю задовольняє потреби щодо живлення елементів. Підібрані параметри:

$R_{11...16} = 0,1 \text{ Ом}$, $R_{17} = 100 \text{ Ом}$, $R_{13} = R_{\text{навантаження}}$, $C_5 = 47 \text{ кФ}$, $C_6 = 470 \text{ Ф}$, $C_7 = 10 \text{ Ф}$, $F_1 = 1 \text{ А}$, $F_2 = 30 \text{ А}$.

В результаті узгодження усіх підібраних елементів було створено принципову схему блока живлення напівпровідникового хірургічного лазера, представлену на рис 2.8.

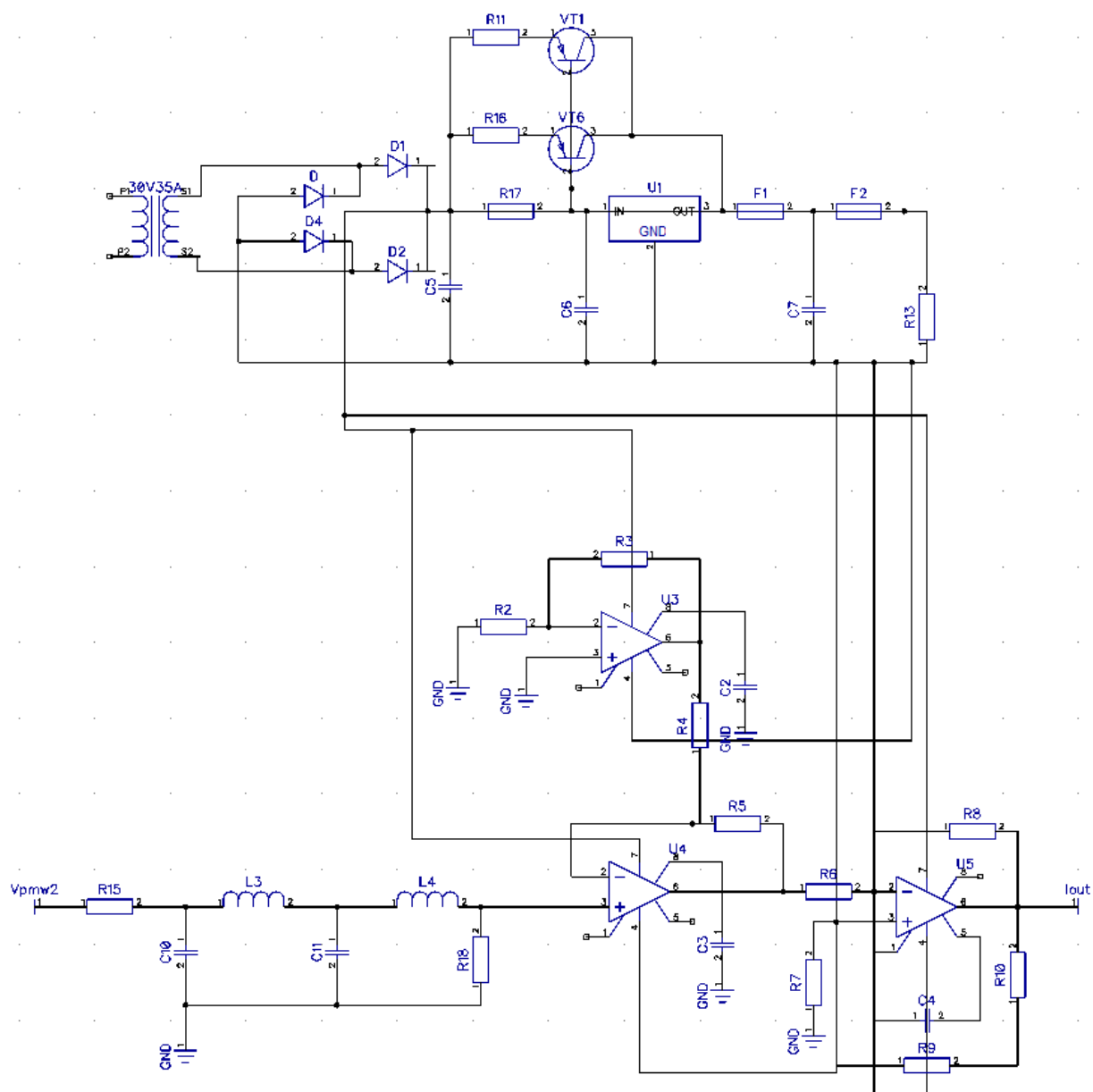


Рисунок 2.8 – Структурна схема приладу

2.5 Підключення структурних елементів до плати мікроконтролера Arduino Mega 2560

Керування коагуляційним лазером виконується натисканням на кнопку. Розробимо таку кнопку, щоб натискання відповідало високому рівню.(рис. 2.9)

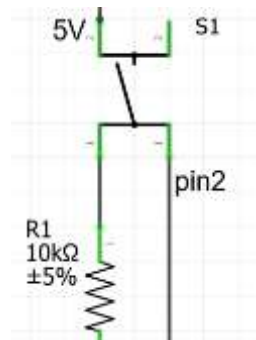


Рисунок 2.9 – Принципова схема підключення тактової кнопки

Така схема підключення забезпечує напругу виходу 5В в замкнутому стані та 0В у разомкнутому стані. Резистор 10кОм потрібен для того щоб уникнути неприємного ефекту розрядки еквівалентного конденсатора на вході в плату. За наявним резистором, після замикання кнопки паразитна ємність миттєво розрядиться через резистор.

Безконтактний інфрачервоний датчик температури MLX90614 передає дані через цифровий інтерфейс I²C. I²C використовує лінію даних SDA і тактовану лінію SCL. Адресація включає 7-бітовий адресний простір з 16 зарезервованими адресами. Це означає до 112 вільних адреса для підключення периферії на одну шину[24]. Схему підключення датчика до Arduino наведено на рисунку 2.10.

За спілкування з периферією по інтерфейсу I²C в Arduino Mega 2560 відповідають Піни 20(SDA) і 21(SCL). Для роботи з ними необхідно використовувати бібліотеку Wire.

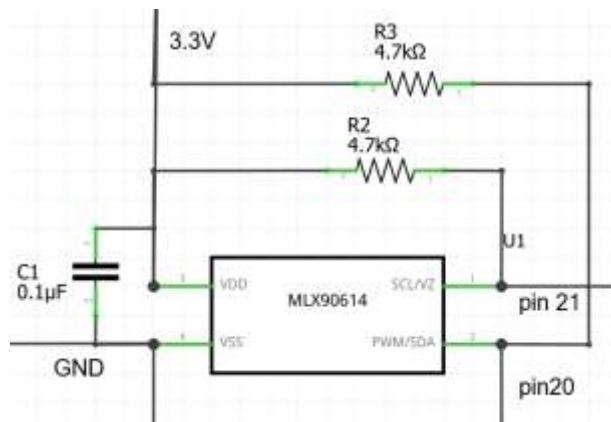


Рисунок 2.10 – Принципова схема підключення ІЧ датчика

У додатку А надані всі підключення до Arduino mega 2560.

2.6 Розробка корпусу приладу

У програмному пакеті PCB Layout було створено тарсування схеми (рис. 2.11).

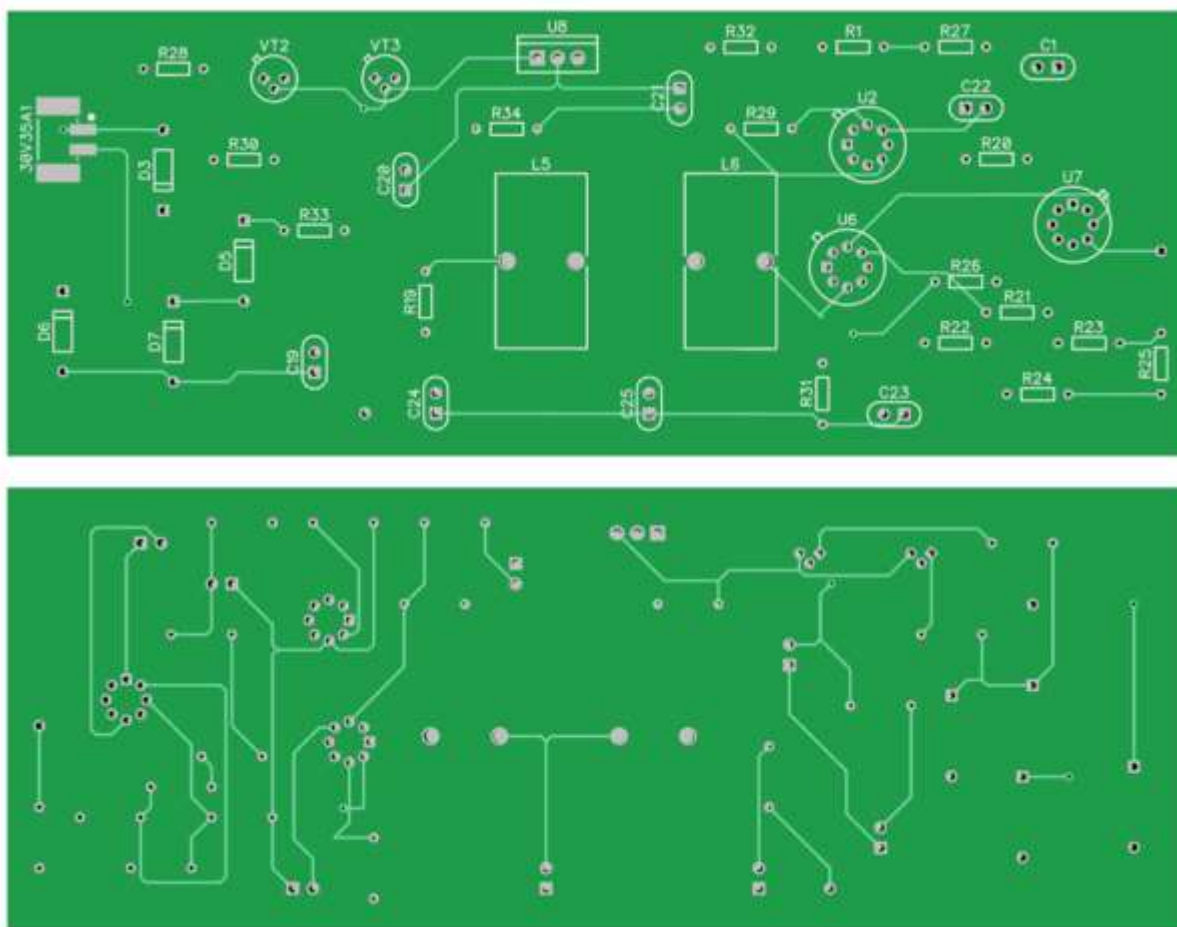


Рисунок 2.11 – Схема трасування

Розміри друкованої плати складають 16X5 см. Виходячи з розмірів інших блоків приладу була розроблена модель корпусу приладу. (рис 2.12)

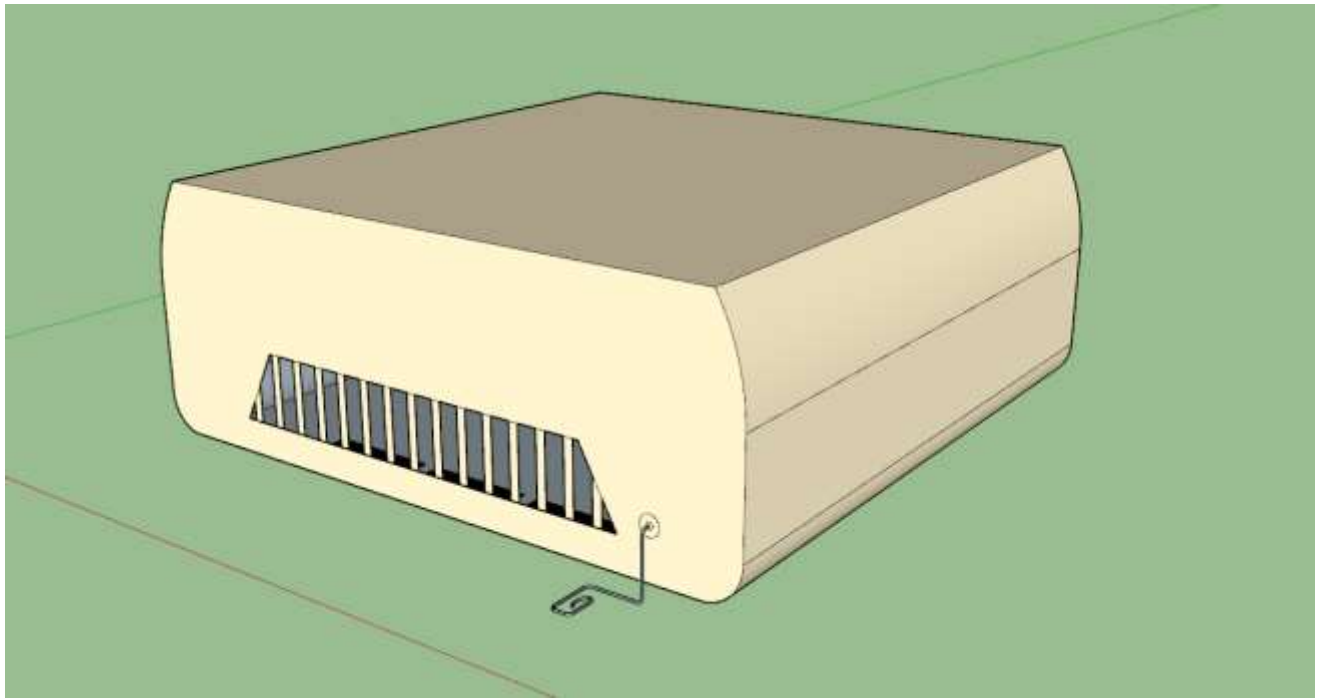


Рисунок 2.12 – Об’ємна модель корпусу приладу.

Висновки до розділу 2

Були визначені оптимальні параметри роботи хірургічного лазера-коагулятора і обрана модель лазера максимально відповідна цим параметрам. Розроблено структурну схему з урахуванням всіх необхідних вимог до пристрою. Обґрунтовано необхідність в кожному з блоків схеми. Показана новизна і актуальність даної роботи. Спроековано кероване вихідною напругою джерело живлення напівпровідникового лазера.

Виконане трасування схеми. Розроблена модель корпусу приладу

Всі елементи схеми підключені до входів / виходів плати мікроконтролерів у відповідності з типом сигналу.

РОЗДІЛ 3

ПРОГРАМНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ

3.1 Розробка програми в середовищі Arduino IDE

Повний код програми наведено у додатку Б.

Спочатку додаємо бібліотеку Wire. Вона необхідна для зв'язку по I²C інтерфейсу.

Далі задаємо константи(піни, адреса шини, мінімальна та максимальна температура) та початкові значення змінних стану. Робимо це за межами функцій для того, щоб завжди була можливість легко корегувати ці параметри.

Функція `double get_temperature()` повертає температуру з датчика по адресі `[TEMPERATURE_BUS]` в градусах Цельсія.

`Wire.beginTransmission(TEMPERATURE_BUS)` починаємо передачу даних з мікроконтролера, але надсилаємо байт значень командою `Wire.write();`, та завершуємо запис даних на шину. Справа в тому, що тільки Master може бути ініціатором обміну, а в Arduino плата за замовчуванням завжди є Master. Виконанням цих команд ми задаємо адресу шини термоатчика(Slave), бо як Master плата адреси не має.

Команда `Wire.endTransmission();` завершує перенсення даних з контроллера

Далі за допомогою команди `Wire.requestFrom(TEMPERATURE_BUS, 3, false)` знімаємо з термометра 3 байти даних. Команда `Wire.requestFrom()` може приймати аргумент логічного типу даних. За замовчуванням це `true`. Якщо аргумент приймає значення `true`, то після виконання запиту надсилає повідомлення STOP та звільняє шину.

Якщо аргумент приймає false, після запиту датчик надсилає RESTART. Шина не звільняється, що дозволяє пристрою MASTER і далі надсилати запити без можливості іншого пристрою Master зробити запит у вільний проміжок. Наразі ця можливість не є необхідністю, але з подальшим розвитком системи це може стати дуже корисним інструментом у проектуванні[17].

Командою `int temp = Wire.read ();` читаємо перший байт, запам'ятовуємо в перші 8 біт Командою `temp |= Wire.read () << 8` читаємо другий байт, запам'ятовуємо в другі 8 біт Та командою `Wire.read ();` читаємо останній байт, тим самим даючи сигнал про завершення читання.

Функція повертає показник термодатчика перетворений в градуси Цельсія з урахуванням роздільної здатності датчика.

Функція `void move_voltage()` обнуляє або ж змінює напругу [`voltage_state`] на одиницю відповідно до стану лазера [`laser_state`] і працює наступним чином. Якщо `voltage_state` дорівнює нулю, тоді Обнуляємо напруга і завершуємо виконання функції. Якщо `voltage_state` виходить за допустимі межі (менша за нуль або більша за 255) то функція корегує змінну.

`analogWrite (LASER_PIN, voltage_state);` подаємо аналоговий сигнал (ШИМ) з напругою [`voltage_state`] на PIN лазера [`LASER_PIN`] `delay (DELAY);` затримка в [`DELAY`] мілісекунд.

Функція `void setup()` не повертає значень, вона виконується одноразово для виклику команд. Ці команди визначають піни, режим їх роботи, виконують відключення до шини I²C та підвищують вихідну частоту ШИМ вихідну до 62,5 кГц.

У функцію `void loop()` вписані команди які повинні виконуватися весь час до моменту вимкнення Arduino. Виконання починається з першої команди до останньої а потім починається з початку.

Спочатку ми отримаємо стан кнопки, якщо стан кнопки змінився і при цьому вона нажата, а з ШІМ не виходить сигнал, тоді перемикаємо його стан на зріст напруги (`laser_state = 1`), в іншому випадку вимикаємо його

Якщо з ШІМ виходить сигнал, отримаємо температуру з термометра й вона нижче мінімально допустимої, тоді перемикаємо вихід на зріст напруги.

Якщо температура вище за максимально допустиму, тоді перемикаємо лазер на зріст напруги.

Далі викликаємо `move_voltage()` та запам'ятовуємо останній стан кнопки.

Висновки до розділу 3

Розроблена програма дозволяє виконувати включення та вимкнення приладу однією кнопкою. Крім того вона виконує контроль вихідної напруги Arduino(а значить й вихідної потужності лазерного випромінювання) за найважливішим при коагуляції параметром: температурою біотканини. Програмні рішення захищають систему від недопустимих параметрів роботи і від неправильного зчитування даних з датчика. Тому на даному етапі розробки, програмне забезпечення повністю виконує свої функції.

РОЗДІЛ 4

ОХОРОНА ПРАЦІ

4.1. Характеристика об'єкта що проектується

4.1.1 Характеристики об'єкту

Основне живлення приладу відбувається від мережі. Допоміжна величина живлення призначена для живлення мікроконтролерної плати Arduino Mega 2560 та дорівнює 5В постійного струму. Спроекований прилад належить до першого класу виробів за способом захисту та до класу виробів BF за ступенем захисту. Прилад використовується для коагуляції м'яких тканин значної глибини. Лазерне випромінювання взагалі та насамперед його теплова дія не є канцерогенними.

Основні технічні характеристики об'єкта наведені в табл. 4.1.

Таблиця 4.1 - Характеристики об'єкту

№	Найменування приладу та функціональних блоків	Основні характеристики	Кількість
1	Пристрій для лазеротерапії зі зворотним зв'язком	матеріал корпусу: АБС-пластик клас виробу за способом захисту – I, клас виробу за ступенем захисту BF, вид виконання пристрою в залежності від умов експлуатації та довкілля – закритий, стаціонарний. напруга: 220 В робоча частота: 50 Гц ± 5 Гц температурний режим 5 ...40 °С	1
2	Лазер EYP-BAL-1064-10000-4020-CDL02-0000	матеріал корпусу: ПВХ, алюміній постійний ток: 5-18 А вихідна потужність: 10-15 Вт	1
3	Інфрачервоний датчик температури MLX90614	напруга живлення: 3.3В температурний діапазон вимірювань: -70 °~ +380 °С	1
4	Диференціальний підсилювач на LM108	напруга живлення: 0-5В температурний режим -55 ...125 °С	1
5	Операційний	напруга живлення: 5В	1

№	Найменування приладу та функціональних блоків	Основні характеристики	Кількість
	підсилювач LM108	температурний режим $-55 \dots 125^{\circ}\text{C}$	
6	Плата мікроконтролерів Arduino Mega 2560	Напруга живлення: 5В температурний режим $+0 \dots +85^{\circ}\text{C}$	1
7	Джерело постійного струму на LM108	Вихідний струм: 0~18А температурний режим $-55 \dots 125$	1
8	Перетворювач змінної напруги на постійну	Вхідна змінна напруга 220 В Вихідна постійна напруга 15 В	1

4.1.2 Складові частини об'єкту

Складові частини лазерного приладу представлені на рис. 4.1

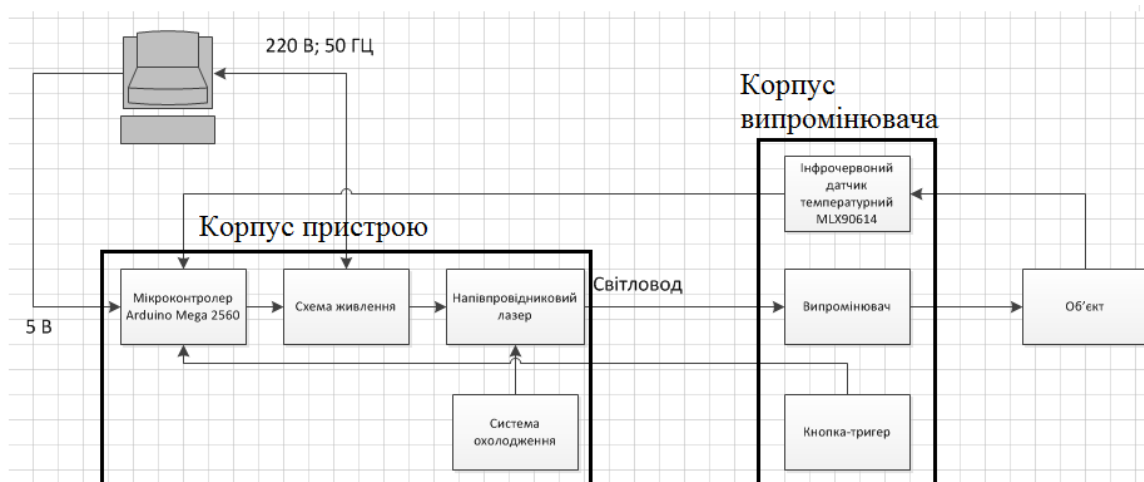


Рисунок 4.1 -Функціональна схема лазерного приладу.

4.1.3. Характер взаємодії об'єкту в системі «людина – об'єкт»

Засоби отримання інформації про роботу плати та приладу представлені в табл. 4.2.

Таблиця 4.2. - Взаємодія об'єкту в системі «людина – об'єкт»

№	Найменування функціонального блока	Вид відображення інформації	Кількість
1	Світлодіод	Індикація роботи плати	1
2	Інфрачервоний датчик температури MLX90614	Отримує температуру з поверхні тканини, на якій здійснюється лазерне хірургічне втручання. Це дозволяє платі підтримувати постійність параметрів режиму опромінення.	1
3	Блок керування	Кнопка-тригер в корпусі випромінювача, що дозволяє вмикати та вимикати пристрій за необхідністю під час проведення операції.	1

4.2 Оцінка потенційних небезпек що створюються конструкцією об'єкту, який проектується та заходи їх усунення.

4.2.1. Фізичні джерела небезпечних і шкідливих виробничих факторів

Найбільш небезпечним фактором ризику лазерної системи є саме лазерне випромінювання. За рівнем небезпеки лазерного випромінювання лазерні системи та лазери поділяють на чотири класи. Лазери потужністю понад 500 мВт належать до четвертого класу. Найбільш небезпечним є опромінення ока людини, а при потраплянні випромінювання на поверхню шкіри утворюються опіки.

Другим за ступенем небезпеки фактором є висока температура на корпусі приладу.

Ці джерела небезпеки відображені в табл. 4.3.

Таблиця 4.3 - Основні джерела фізичних небезпечних і шкідливих виробничих факторів

Реальні та нормативні фактори лазерної небезпеки наведено в таблиці 4.4.

№	Найменування функціонального блоку	Джерело небезпеки	Причини небезпеки	Наслідки небезпеки
1	Лазерний випромінювач	Пряме, дзеркально відбите, дифузно-відбите та розсіяне лазерне випромінювання інфрачервоного діапазону	Промінь інфрачервоного випромінювання вкрай добре фокусується оком.	Надзвичайно небезпечне для очей людини, завдає руйнівної шкоди сітківці людини. Лазер 4-го класу ушкоджує шкіру людини.
2	Корпус пристрою	Лазер, схема живлення	Розсіяна потужність радіоелементів	Опіки працівників Несправність пристрою

Таблиця 4.4 - Реальні та нормативні фактори лазерної небезпеки

№	Фактор небезпеки	Реальне значення	Нормативні значення
1	Енергетична експозиція H , Дж/см ² ,	~400	800

Заходи з забезпечення захисту від лазерного випромінювання наведено у табл 4.5.

Таблиця 4.5 - Заходи з забезпечення захисту від лазерного випромінювання

№	Група номенклатурних заходів з ОП	Вид заходу	Критерій вибору
1	Технічні заходи	Виконання матових стін і стель	Захист очей та шкіри від відбитого випромінювання шляхом поглинання
		Встановити на лазер радіатор	Запобігання перегрівання лазера
2	Організаційні заходи	Інструкція з експлуатації	Навчання з питань безпеки при експлуатації
№	Група номенклатурних заходів з ОП	Вид заходу	Критерій вибору
3	Режимні заходи	Табло "Стороннім вхід заборонено"	Попередження щодо

		Знак лазерної небезпеки на двері до приміщення та на апараті	небезпеки
4	Експлуатаційні заходи	непередбачено	
5	ЗІЗ	Захисні окуляри, що поглинають ІЧ діапазон, Фартух ПВХ, Нарукавники ПВХ, медичні рукавички, респіратор та ін.	Індивідуальний захист від випромінювання та диму

4.2.2 Біологічні джерела небезпечних і шкідливих виробничих факторів

Основною біологічною небезпекою є утворення невидимого оком диму з малих часток, що осідають в легенях, та суміші газів, деякі з яких у великих кількостях є канцерогенними та токсичними.

Крім того існує можливість зараження від хворих пацієнтів хоч вона і значно нижча ніж при проведенні операцій класичними інструментами.

Причини та наслідки цих джерел небезпеки представлено у таблиці 4.6.

Таблиця 4.6 - Основні джерела біологічні небезпечних і шкідливих виробничих факторів

№	Найменування функціонального блоку	Джерело небезпеки	Причини небезпеки	Наслідки небезпеки
1	Робоче приміщення	Тверді частки розміром 0.07-0.031 мкм. Шкідливі гази	Видалення з поверхні тканини. Недотримання гігієнічних вимог. Відсутність чи несправність припливно-витяжної вентиляції	Хронічні респіраторні та інші захворювання персоналу та пацієнтів
2		Бактерії роду Staphylococcus, Corynebacterium та Neisseria Віруси Пухлинні клітини		

Реальні та нормативні фактори небезпеки представлені у таблиці 4.7.

Таблиця 4.7 - Реальні та нормативні фактори небезпеки

№	Фактор небезпеки	Реальне значення	Нормативні значення
1	Бактерії, віруси, пухлинні клітини	наявні	відсутні
2	Тверді частинки над зоною операційного стола	~50 000	3520/ м ³

З цих показників випливає необхідність застосування припливно-втяжної вентиляційної системи, встановленої над операційним столом, та волога прибирання приміщення два рази в день.

Заходи з запобігання фізичних та біологічних факторів ризику представлено в таблиці 4.8.

Таблиця 4.8 - Заходи з забезпечення охорони праці

№	Група номенклатурних заходів з ОП	Вид заходу	Критерій вибору
1	Технічні засоби	Система повітряного охолодження з використанням двох кулерів	Запобігання надмірного нагрівання корпусу
		Встановити на лазер радіатор	Запобігання перегрівання лазеру
		Виконання матових стін і стель	Захист очей та шкіри від відбитого випромінювання шляхом поглинання
2	Організаційні заходи	Інструкція з експлуатації	Навчання з питань безпеки при експлуатації
		Проведення інструктажу при вступі на посаду	
		Проведення повторного інструктажу	
3	Режимні	Зберігання пристрою під замком	Запобігання використання приладу людям, що не мають на це дозволу
		Встановлення внутрішніх замків	Неможливість потрапити до приміщення під час проведення операції
		Табло "Стороннім вхід заборонено"	Попередження щодо небезпеки
		Знак лазерної небезпеки на двері до приміщення та на апараті	Попередження
№	Група номенклатурних заходів з	Вид заходу	Критерій вибору

	ОП		
4	Експлуатаційні	Вимкнення приладу від мережі, коли він не використовується	Запобігання випадкового випромінювання
		Щорічний дозиметричний контроль	Контроль рівня безпеки персоналу
5	ЗІЗ	Захисні окуляри, що поглинають ІЧ діапазон, Фартух ПВХ, Нарукавники ПВХ, медичні рукавички, респіратор та ін.	Індивідуальний захист від випромінювання та диму

4.2.3 Небезпека враження людини електричним струмом.

Струмопровідні елементи становлять небезпеку для медичного персоналу.

У таблицях 4.9, 4.10, 4.11 наведені дані по організації ОП.

Таблиця 4.9 - Основні небезпеки електричного характеру

№	Найменування функціонального блоку	Джерело небезпеки	Причини небезпеки	Наслідки небезпеки
1.	Струмопровідні частини	Постійний струм, змінний струм	Пошкодження ізоляції	Ураження електричним струмом

Таблиця 4.10 - Реальні та нормативні фактори небезпеки

№	Фактор небезпеки	Реальне значення	Нормативні значення
1	Струм в системі	<0.18 А	0,25 мА
2	Пробій на ізоляцію	Можливий	Не допускається

Таблиця 4.11- Заходи з забезпечення охорони праці

№	Група номенклатурних заходів з ОП	Вид заходу	Критерій вибору
1	Технічні засоби	Застосування подвійної ізоляції для провідників	Відсутність прямого контакту з елементами
		Гальванічна розв'язка	
		Виконання закритого корпусу	
		Прилад виконан таким чином, щоб було неможливо відімкнути кабель, що з'єднує поточний блок та джерело живлення	Уникнення частини небажаних комутаційних процесів
2	Організаційні заходи	Інструкція з експлуатації	Навчання з питань безпеки при експлуатації приладу
3	Режимні	Перевірка несправностей в стані, коли прилад не підключено до мережі	Відсутність контакту з елементами під напругою
№	Група номенклатурних заходів з ОП	Вид заходу	Критерій вибору
4	Експлуатаційні	Технічний огляд та його документація	Забезпечення додаткової безпечної роботи з приладом
5	ЗІЗ	Діелектричний килимок	Додатковий засіб захисту

4.2.4 Небезпека пожежі

Небезпека пожежі може виникнути и у разі стрибка напруги у мережі.

Таблиця 4.12 - Основні небезпеки електричного характеру

№	Найменування функціонального блоку	Джерело небезпеки	Причини небезпеки	Наслідки небезпеки
1	Джерело живлення	Напруга	Стрибок напруги	Горіння струмопровідних елементів, пожежа

Таблиця 4.13 - Реальні та нормативні фактори небезпеки

№ п.п.	Нормативний параметр ПБ	Маркування параметру	Критерій вибору
1	Клас(и) пожежі	Клас А (підклас А1)	Тверді та волокнисті матеріали – корпус
		Клас Е	Технічне обладнання – електроустановки під напругою

Таблиця 4.14 - Заходи з забезпечення охорони праці

№	Група номенклатурних заходів з ОП	Вид заходу	Критерій вибору
1	Технічні засоби	Гальванічна розв'язка	Захищає джерело живлення від стрибка напруги, що запобігає загорання приладу
		Джерело безперебійного живлення	
№	Група номенклатурних заходів з ОП	Вид заходу	Критерій вибору
2	Організаційні засоби	Проведення інструктажу з пожежної безпеки	Навчання з питань пожежної безпеки
3	Режимні засоби	У кожного працівника повинен бути доступ до засобів пожежогасіння	

4.3 Розробка «Інструкції по техніці безпеки при експлуатації спроектованого об'єкту»

Інструкція має бути обов'язковою до прочитання.

Встановлення приладу повинно здійснюватись тільки представником компанії, що його виробила;

Технічний огляд та сервісне обслуговування повинно проводитися планово двічі на рік або за викликом і тільки сервісним інженером, представником компанії розробника.

Інженером повинен проводитися інструктаж щодо правил використання приладу, довести до працівників медичного закладу правила правильного використання;

Кожні півроку виконувати чистку датчика м'якою щіткою або ватним тампоном;

Транспортування приладу слід виконувати в упаковці, що забезпечує максимальний захист.

Під час транспортування уникати поштовхів та ударів .

Після кожного використання повинна проводитись чистка зовнішнього корпусу приладу за собами, що схвалені відповідними органами та організаціями. Серед таких засобів можна виділити Bacilol, Sekusept тощо.

Для кабелів також слід використовувати спеціальні засоби чищення. Наприклад Incidur spray.

Використання розчинників для очищення суворо заборонено.

Після кожного використання необхідно проводити стерилізацію виконавчої частини.

Заборонено використання розчинників для очищення.

Стерилізацію рекомендовано проводити відповідно до стандартних рекомендацій при температурі 100-120°C протягом 20 хвилин .

До підключення прибора та раз на півроку необхідно перевіряти прилад на цілісність дротів та якість кріплень елементів.

Після закінчення роботи прилад має бути очищений, запакований і покладений у безпечне місце.

В умовах аварійної ситуації рекомендується відключити прилад від мережі живлення. Заборонено його використання до остаточного поладження несправностей.

Висновок до розділу 4

В цьому розділі було розглянуто основні небезпеки та шкідливі виробничі фактори що створюються конструкційними особливостями розробленого приладу. Було запропоновано способи їх усунення. Найбільш небезпечними фізичні джерела. Було розроблено інструкцію з техніки безпеки.

					БМ61.10.2505.1191	Лист
Змін	Лист	№ докум.	Підпис			48

ВИСНОВКИ

Після проведення аналітичного огляду методів лазерної медицини були сформульовані вимоги до параметрів лазерного випромінювання. У відповідності цим вимогам були обрані хвильові, часові і енергетичні характеристики проведення коагуляції біологічних тканин.

Розроблена структурна схема, яка в загальних рисах описує принцип роботи пристрою і показує взаємодію між її складовими блоками. Описана роль кожного з блоків схеми. У відповідності до технічних вимог розроблена принципова схема блоку живлення, який вирівнює і підсилює керуючу напругу.

Виконана принципова схема підключення термодатчика і елемента керування.

Виконане трасування схеми. Розроблено модель корпусу.

Програмне забезпечення було розроблено у середовищі програмування Arduino IDE. Завдяки використанню негативного зворотного зв'язку, реалізованого через вимір температури тканин, збільшена точність енергетичних параметрів випромінювання та досягнута плавність їх змін, що знижує травмування оточуючих тканин.

Через багатифункціональність контролеру, різноманітність лазерної біологічної дії та легкість програмування цей пристрій має потенціал для подальшого розвитку.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. I. L. Maksimova, D. A. Zimnyakov & V. V. Tuchin. Control of optical properties of biotissues, 2000. – 78 с.
2. D Su, JP Hubschman- A review of subthreshold micropulse laser and recent advances in retinal laser technology, 2017. – 28 с.
3. A. Derkacz, Laser therapy application in invasive cardiology. Current state and future trends, 2004. – 82 с.
4. Москвин С.В. Основы лазерной терапии. Серия «Эффективная лазерная терапия». Т. 1. – М.–Тверь: ООО «Издательство «Триада», 2016. – 39 с.
5. E. Dibernardo, J. Reyes, B. Chen. Evaluation of tissue thermal effects from 1064/1320-nm laser-assisted lipolysis and its clinical implications, 2009. – 27 с.
6. Howard B. Cotler, Roberta T. Chow, Michael R. Hamblin. The Use of Low Level Laser Therapy (LLLT). 2015– 87 с.
7. Olavi A, Pekka R, Pertti K, Pekka P. Effects of the infrared laser therapy at treated and non treated trigger points. Acupunct Electrother Res. 1998. –14 с.
8. DL Elliott Ultraviolet laser technology and applications. 2016. –9 с.
9. Bian X.P., Yu Z. Q., Liu D. M. The experiment studies of semiconductor GaAs-laser points irradiation the analgesic effect // Zhen. Ci. Yan. Jiu. 2012. –76 с.
10. Xu Y., Lin Y., Gao S. Study on the selection of laser wavelengths in the intravascular low-level laser irradiation therapy // Lasers in Medical Science. 2015, - 30 с.
11. Zaman R. T. Enhancement of light in tissue using hyper-osmotic agents / R. T. Zaman, B. Chen, A. B. Parthasarathy, A. D. Estrada, A. Ponticorvo, H. G. Rylander III, A. J. Welch // Biomedical Optics. 2018. – 32с.

12. Electronic Components Datasheet Search [Електронний ресурс] . – Режим доступу:<https://html.alldatasheet.com/htmlpdf/897466/ATMEL/MEGA2560/1250/8/MEGA2560.html> (дата звернення 15.04.2020) MEGA2560 Datasheet.

13. Linear technology [Електронний ресурс] – Режим доступу: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/lt0108.pdf> (дата звернення 18.04.2020) LM108A/LM308A/LM108/LM308 Operational Amplifiers.

14. Johan Huijsing Operational Amplifiers: Theory and Design 2017. – 137с.

15. Elektrik info [Електронний ресурс]: [Веб-сайт]. – Режим доступу: <http://elektrik.info/main/school/1106-polyarnye-i-nepolyarnye-kondensatory-v-chem-otlichie.html> (дата звернення 28.04.2020)

16. Melexis microelectronic integrated systems[Електронний ресурс] . – Режим доступу

:<https://www.compel.ru/itempdf/b39006850e241fdf4a79991fd71ed502/ps/melexis~mlx90614.pdf> (дата звернення 28.04.2020) –MLX90614 family.

17. Семенов Б.Ю. Шина I2C в радиотехнических конструкциях 2004, – 103с.

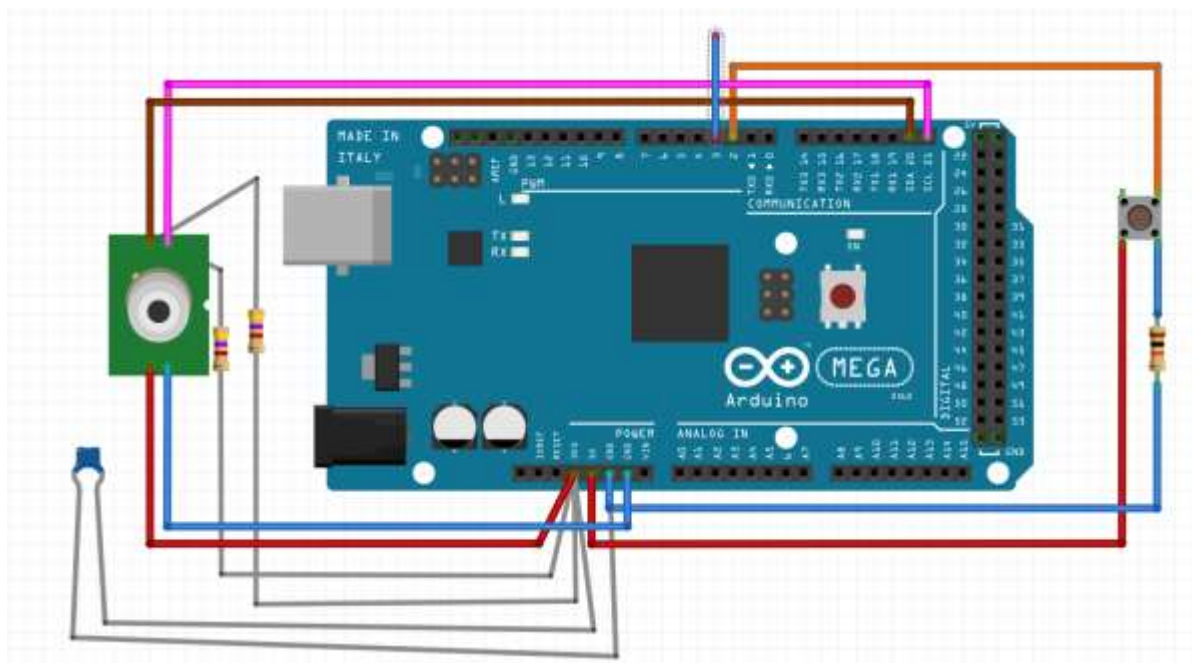
18. ResearchGate [Електронний ресурс] . – Режим доступу: https://www.researchgate.net/publication/231009441_Lasers_in_medicine (дата звернення 16.05.2020) Lasers in medicine

19. Riek C, Vitruk P. Incision and Coagulation/Hemostasis Depth Control During a CO₂ Laser Lingual Frenectomy, Dent Sleep Practice. Spring 2018:32-8.

20. lightScalpel [Електронний ресурс] . – Режим доступу: <https://www.lightscalpel.com/publications/co2-laser-surgery-pain-and-healing/> (дата звернення 18.05.2020) CO₂ Laser Surgery Post-Operative Pain and Healing: A Partial Literature Review

21. PubMed.gov [Електронний ресурс] . – Режим доступу: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/19764898/> (дата звернення 18.05.2020) Laser Therapy in the Tissue Repair Process: A Literature Review
22. E. Wolf. Recent Researches on Coherence Properties of Light, 2004. – 126с.
23. Breck Hitz, James J. Ewing, Jeff Hecht Introduction to Laser Technology, 2014. – 5-24с.
24. ianquan Yao, Yuyue Wang Nonlinear Optics and Solid-State Lasers: Advanced Concepts, 2018 – 23-54с.
25. Neslihan Tekce, Safa Tuncer, Mustafa Demirci, Emre Ozel, Arzu Aykor The Effect of Er:YAG Laser and Bulk Filled Composite Type on Marginal Adaptation of Class II Cavities: an SEM Analysis Study. 2018 – 6-39с.
26. Gas Lasers: Applied Atomic Collision Physics, Vol. 3, Том 3. 2017 – 27-43с.

ДОДАТОК А



ДОДАТОК Б

```
#include <Wire.h>
```

```
const int DELAY = 10,  
        LASER_PIN = 3,  
        BUTTON_PIN = 2,  
        TEMPERATURE_BUS = 7;
```

```
const double TEMPERATURE_MIN = 60,  
            TEMPERATURE_MAX = 90;
```

```
int voltage_state = 0,  
    button_state = 0,  
    last_button_state = 0,  
    laser_state = 0;
```

```
double get_temperature() {  
    Wire.beginTransmission(TEMPERATURE_BUS);  
    Wire.write();  
    Wire.endTransmission();  
    Wire.requestFrom(TEMPERATURE_BUS, 3, false);  
    int temp = Wire.read();  
    temp |= Wire.read() << 8;  
    Wire.read();  
    return temp * 0.02 - 273.15;  
}
```

```

void adjust_voltage_state() {
    if (voltage_state < 0) {
        ++voltage_state;
    }
    if (voltage_state > 255) {
        --voltage_state;
    }
}

```

```

void move_voltage() {
    if (laser_state == 0) {
        voltage_state = 0;
        return;
    }
    voltage_state += laser_state;
    analogWrite(LASER_PIN, voltage_state);
    delay(DELAY);
}

```

```

void setup() {
    TCCR2B = 0b00000001;
    Wire.begin();
    pinMode(BUTTON_PIN, INPUT);
    pinMode(LASER_PIN, OUTPUT);
    Serial.begin(9600);
}

```

```

void loop() {

    button_state = digitalRead(BUTTON_PIN);

    if (button_state != last_button_state && button_state == HIGH) {
        laser_state = laser_state ? 0 : 1;
    }

    if (laser_state) {
        double temperature = get_temperature();
        if (temperature < TEMPERATURE_MIN) {
            laser_state = 1;
        }
        if (temperature > TEMPERATURE_MAX) {
            laser_state = -1;
        }
    }

    move_voltage();

    button_state = last_button_state;

}

```